

クライオ電子リニアックを基盤とするコンパクト空間干渉性X線源の開発

DEVELOPMENTS OF COHERENT X-RAY SOURCE BASED ON CRYOGENIC ELECTRON LINAC

佐藤 勇^{#A)}, 新富孝和^{A)}, 早川 建^{B)}, 田中俊成^{B)}, 早川恭史^{B)}, 境 武志^{B)}, 中尾圭佐^{B)}, 野上杏子^{B)}, 稲垣 学^{B)}, 諏訪田剛^{C)}, 佐藤政則^{C)}, 道園真一郎^{C)}, 福田茂樹^{C)}, 吉田光宏^{C)}, 山口誠哉^{C)}, 岩瀬 広^{C)}, 和気正芳^{C)}, 高富俊和^{C)}, 上野健治^{C)}, 遠藤克巳^{D)}, 中川 潤^{D)}, 望月哲朗^{D)}, 竹中久貴^{D)}, 畑中宏之^{D)}, 飯野晃弘^{D)}, 玄 知奉^{D)}, 丸山敏征^{D)}, 植竹卯一郎^{D)}, 篠原己拔^{E)}, 三浦 厚^{E)}, 坂本敏夫^{F)}, 諸橋宣州^{F)}
Isamu Sato^{#A)}, Takakazu Shintomi^{A)}, Ken Hayakawa^{B)}, Toshinari Tanaka^{B)}, Yasushi Hayakawa^{B)}, Takeshi Sakai^{B)}, Keisuke Nakao^{B)}, Kyoko Nogami^{B)}, Mamabu Inagaki^{B)}, Takeshi Suwada^{C)}, Masanori Satou^{C)}, Shinichiro Michizono^{C)}, Shigeki Fukuda^{C)}, Mitsuhiro Yoshida^{C)}, Seiya Yamaguchi^{C)}, Hiroshi Iwase^{C)}, Masayoshi Wake^{C)}, Toshikazu Takatomi^{C)}, Kenji Ueno^{C)}, Katsumi Endo^{D)}, Jun Nakagawa^{D)}, Tetsuro Mochijuki^{D)}, Hisataka Takenaka^{D)}, Hiroyuki Hatayaka^{D)}, Akihiro Iino^{D)}, Jibong Hyun^{D)}, Tochimasu Maruyama^{D)}, Uichiro Uetake^{D)}, Batsuki Shinohara^{E)}, Atsuchi Miura^{E)}, Toshio Sakamoto^{F)}, Yoshikuni Morohashi^{F)}

^{A)} ARI, Nihon-University, 12-5 5Buncho, Chiyoda-Ku, Tokyo, 102-8251 Japan

^{B)} LEBRA, Nihon-University, Narashinodai 7-24-1, Funabashi-Shi, Chiba-Ken 274-8501, Japan

^{C)} KEK, Oho 1-1, Tsukuba-Shi, Ibaragi-Ken 300-0801, Japan

^{D)} Toyama Co., Ltd, 4-13-16, Hibarigaoka, Zama-Shi, Kanagawa-Ken 252-0003, Japan

^{E)} Nihon Koshuha Co., Ltd, 1119, Nakayama-Cho, Midori-Ku, Yokohama-Shi Kanagawa-Ken 226-0011 Japan

^{F)} Mitsubishi Materials Co., 1-3-2, Ohtemachi, Chiyoda-Ku, Tokyo 100-8117 Japan

Abstract

It generates the coherence monochrome x-rays to be irradiated on the single crystal with the electron beams of high energy. These x-rays can be focused by a special optical lens, and also demonstrate the contrast excellent in the penetration image. These characteristic have suggested the possibility of new progress to cancer medical treatment and medical diagnosis. However, in order to demonstrate the characteristic which was excellent in these x-rays, irradiation with electron beams of 100MeV is the necessary condition. On the other hand, there is a policy objective of this project in realizing the x-ray generating equipment which is a low radiation level without producing radioactivity. The model equipment is examined based on energy recovery type cryogenic electron linear accelerator, and is under manufacture. After a completion of the model equipment has tried the actual proof experiment by beam acceleration. This society reports the outline of this project, performance specification, the progress situation that is a plan, etc.

1. はじめに

コンパクト空間干渉X線源の開発研究は日大量科研の電子線利用研究施設 (LEBRA) を基盤に進展して来た。LEBRAでは、1990年代後半、現高エネルギー加速器研究機構 (KEK) から移設した125MeV電子リニアックを基軸に、短波長自由電子レーザーの基礎研究を進め、私立大学学術研究高度化推進事業の研究拠点に選定された。2000年には、短波長自由電子レーザー (SFEL) とパラメトリックX線放射 (PXR) を主軸に「可変波長高輝度単色光源の高度利用に関する研究」をテーマに学術フロンティア推進事業に応募し採択され、2004年、SFELとPXR^[1-2]の共同利用を開始した。2007年、PXRの基礎実験では、PXRが空間干渉性単色X線^[3-4]であることを実証した。X線源の小型化の開発研究に着手し、空間干渉性単色X線源の特性を活用する応用研究を開始した。また、位相の揃ったX線は集束が可能であり、

その透過X線像はコントラストに優れ、生体軟組織の内部構造を浮き彫りに出来ることから、これらの事象は、がん治療や医療診断に新たな展開の可能性を示唆^[5-6]した。小型空間干渉性単色X線源の開発研究は、日本大学、高エ研(KEK)、関連企業の研究者・技術者が連携して、2009年、産学官の共同プロジェクトとして推進することになった。

空間干渉性X線は単結晶の薄膜に電子線を照射して発生させるが、しかしながら、X線の特性を發揮するには、照射電子線エネルギーが100MeV級であることが必要条件である。一方、低価格のコンパクトX線源の実現には、電子加速器が稼働状態に於いても、放射能を産出せず、放射線レベルがコンクリート・シールドを不要とする位に低いことが望ましい。そこで、本プロジェクトは、不要な放射線の排出を防止するために、入射部にビームチョッパー方式^[7]を採用した。また、不要な放射能の排出を避けるために、エネルギー回収型 (ERL) クライオ電子リニアック^[8]を基盤とするコンパクト空間干

渉性X線装置の実用化を検討し、企業((株)トヤマ)の強力な支援の下に、コンパクトX線源モデルの具体的な設計・製造を開始した。装置の一部はまだ制作中であるが、装置の大部分は制作が完了し、完成部品を1カ所に集約して組み立て、開発要素の性能テストを実施中である。今年度末までには装置制作を完了させる予定である。また、開発要素のテスト終了後、モデル装置を放射線シールドのある施設に設置して、総合テストを行い、放射線発生装置の許可申請を得て、ビーム加速を実施し、モデル装置が放射能を産出せず、且つ、低放射線レベルにあることを実証して、本装置は分厚いコンクリート・シールドが不要であることを提示する予定である。しかし、現実には実証実験場所がなかなか定まらず、実証実験環境を探索中である。

2. クライオ電子リニアック

超高純度銅材を超低温(20K)に冷却すると、常温における直流抵抗が数千~数万分の1に減少する優れた特性^[9](図1を参照)を示す。

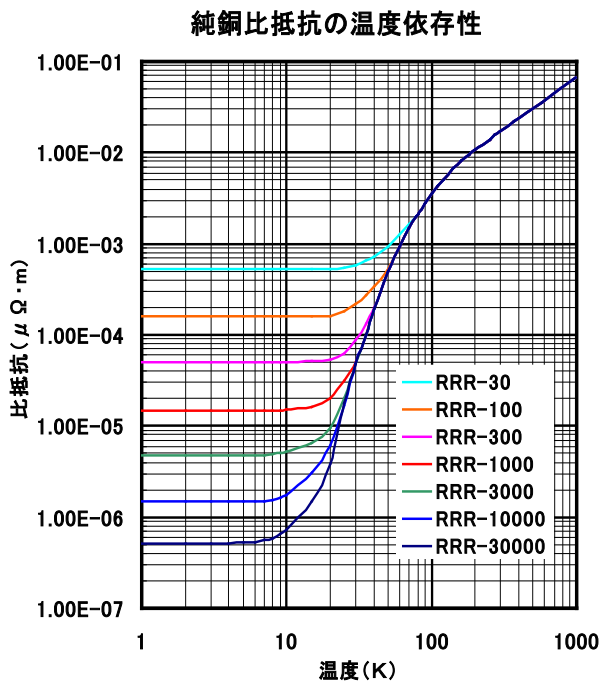


図1: 純銅比抵抗の温度依存性(直流抵抗)。
RRR-30: 常温抵抗と低温残留抵抗の比率。

しかしながら、Nbなどの超伝導材で制作した空洞の極超低温高周波特性(Q値)と高純度銅材で制作したマイクロ波高周波テスト空洞の極低温Q値を比較すると、後者の高周波特性が理論的な計算値より著しく劣っていた。その原因が、高周波では電流が金属中を一様に流れず、周波数が高くなる程、金属表面に密集して流れる性質(表皮効果:高周波電流が表面電流値の1/eに減少する深さ(表皮の深さ δ)は、銅の透磁率 μ 、抵抗率 ρ (導電率 $\sigma=1/\rho$)、周波

数 $f(\text{Hz})$ とすると、 $\delta=(\rho/f\mu)^{1/2}$ で与えられ、高周波に於ける銅の抵抗は、表皮の深さ δ に逆比例して上昇)が強くなること以外に、特に、表皮の深さが金属中の伝導電子の平均自由行程より小さくなる周波数帯域(マイクロ波領域)では、異常表皮効果現象^[10]が発現し、高周波抵抗値が更に上昇し複雑な値を示すことにあると考えられていた。

しかし、超高純度銅線材に僅かな応力歪みを加えると、超低温の直流抵抗特性が著しく劣化することが明らかになり、(超伝導にも同様な特性がある)これまでの高純度銅材で制作したマイクロ波高周波テスト空洞の極低温高周波特性が優れない理由の1つに、制作時の応力歪みが影響しているのでは考えた。一方、超低温における銅の熱伝導率は常温の百倍程度に増大する。そこで、超高純度銅材(RRR-6000:7N相当品)でCバンド高周波テスト空洞(2a=13.5mm、t=2.5mm、3空洞)の部品を製作し、異種金属を含まない接合(拡散接合)で高周波空洞^[11]に組み立て(写真1を参照)、常温から極低温10Kに冷却して、低電力に於ける高周波特性を計測した。

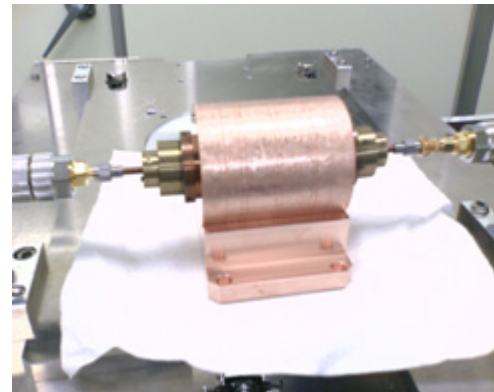


写真1: 拡散接合で製作したCバンド2π/3モード。

その結果、図2に示すような高周波特性 Q_L の温度依存性^[12]が得られ、且つ、真空漏れも無かった。

一方、 Q_L 特性データを使ってCバンド加速管2本(29空洞:全長~60cm)を立体回路で接続した共鳴閉回路(レゾナントリング^[13]:図3参照)のモデルを想定し、20Kの温度に冷却後に、レゾナントリングに方向性結合器を介して高周波電力を供給し22.5MWのRF電力が環流させ、入射部から電子ビームを入射して定常状態になった場合を想定し、その時の電子ビーム負荷に対する加減速管中のRF電力と電子ビームのエネルギーの相関^[14]を計算した。その結果を図4に示す。図4は、 Q_L が 3.5×10^4 程度の加速空洞で形成される加速管は、エネルギー回収型電子リニアックを実現する可能性を有することを示唆している。

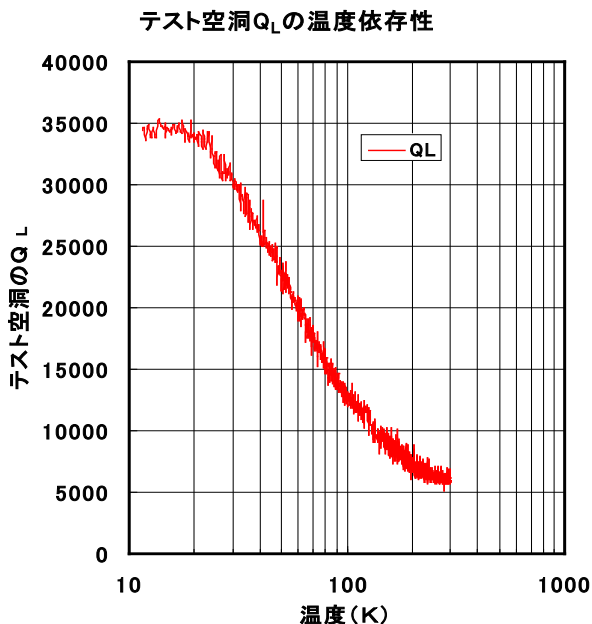


図2: Cバンドテスト空洞 QL の温度依存特性.

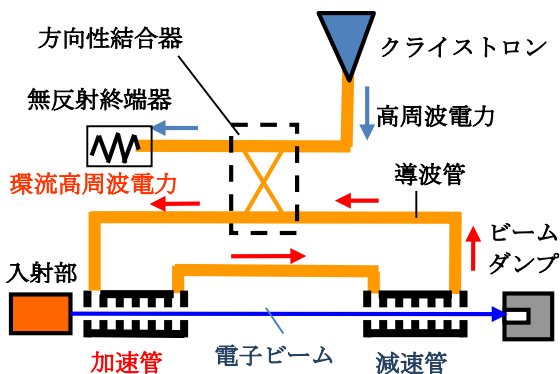


図3: 高周波環流型加速システムのモデル.

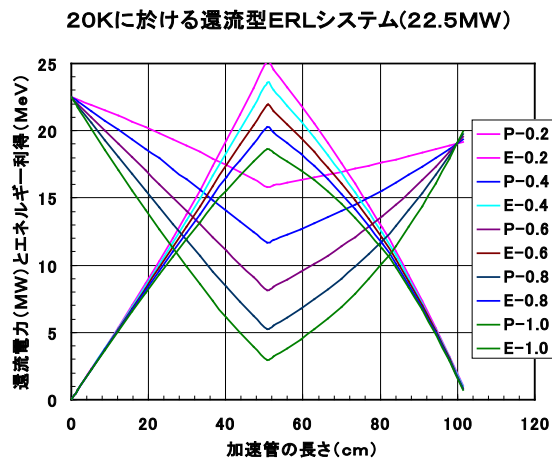


図4: 高周波環流システムの定常状態に於ける電子ビーム負荷に対する加減速特性分布.

此処で P-0.2、E-0.2 はビーム負荷電流が、0.2A の

時の高周波電力流(P)とビーム加速エネルギー(E)の表示を意味する。

先ず、コンパクト空間干渉性X線装置の目標性能仕様を表1の如くに定めて、次に、50MW クライストロン1本を用いて75MeVの加速エネルギーが得られ、且つ、加速器が放射能を排出せず、低放射線レベルで稼働するコンパクトなエネルギー回収型(ERL)Cバンドクライオ電子リニアックが実現するように、技術的検討・精査をしながら基本設計を進めた。

表1 空間干渉X線源の目標性能仕様

X線発生方式	電子ビームで単結晶照射
エネルギー可変	単結晶面の回転による
可変エネルギー範囲 (keV)	5~50
最大線束数	~10 ¹¹ s ⁻¹

図5には、参考資料として、高周波環流システムの常温に於ける電子ビーム負荷に対する加減速特性分布を示す。常温では、加速管の高周波電力損失が大きいために、減速管に於ける環流高周波電力が減少し、減速管に於ける電子ビームの減速が不十分であることを示している。

図4から明らかなように、エネルギー回収型クライオ電子リニアックでは、ビーム加速電流が大きいほど、クライストロンから供給電力が減少する傾向にあることが分かる。一方、75MeVの加速エネルギーを得るには、図3システムを3セット必要となる。そこで、加速器の建設費を軽減するために、加速管の長さを延長したレゾナントリングが1セットと50MW クライストロン1本で構成される75MeVクライオ電子リニアックのパラメーターを詳細に検討した。

常温に於ける環流型ERLシステム(22.5MW)

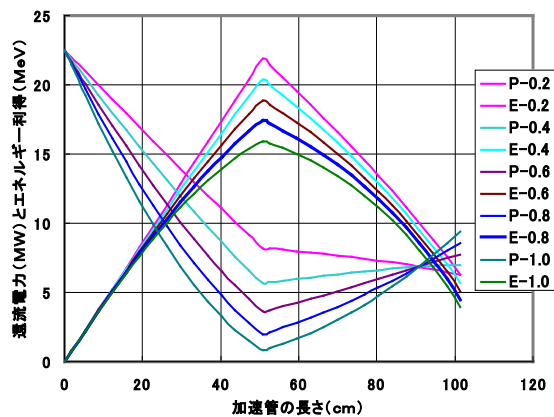


図5: Cバンドクライオ電子リニアックの常温に於ける加減速特性.

一方、加速管2本をビーム加速とビーム減速に機能分けたレゾナントリング方式を採用することによ

り、クライオ電子リニアックの外観はリング形状であるが、ビーム輸送路は非常に単純な1本軌道であり、輸送途中でのビーム損失が出来るだけ抑えるように設計^[15]された。その結果、クライオ電子リニアック本体は、3極管電子銃、チョッパー、プレバンチャー、バンチャー、1.2m加減速管2本を内蔵したクライオスタット、90度偏向電磁石4台、トリプレット集束電磁石5台、ダブレット集束電磁石4台で形成され、50MWクライストロン、立体回路、20K冷凍機4台、80K冷凍機1台、パラメトリックX線発生装置^[16]を含む全体配置は図6の如き構成になり、その鳥瞰を図7に示す。

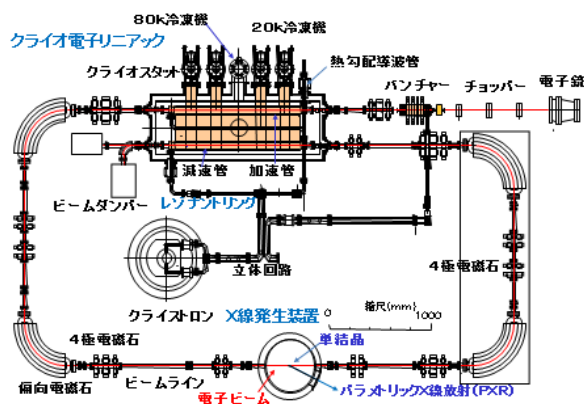


図6: 75MeVクライオ電子リニアックと空間干渉X線発生装置の配置図。

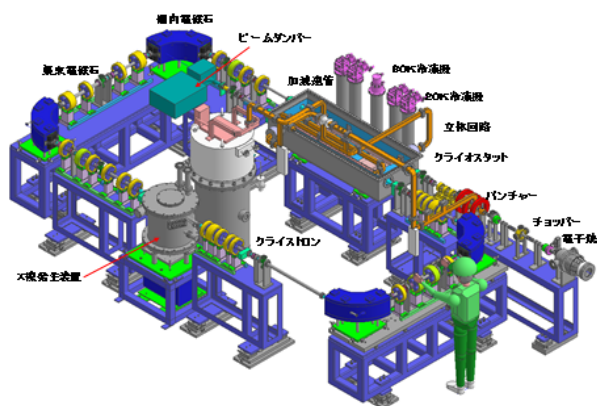


図7: ERL型コンパクトコヒーレントX線発生装置の鳥瞰図。

表2には、モデルCバントクライオ電子リニアックの基本仕様を示す。

クライオ電子リニアックでは、その機能を図8に示すように、クライストロンの出力高周波電力50MWを方向性結合器で5MWと45MWに分割し、5MWは入射部に、45MWは加速部にそれぞれ供給する。

表2: Cバンドクライオ電子リニアックの基本仕様入射部

電子銃電圧 (-kV)	~100
電子銃 (3極管)	グリッド制御熱陰極
周波数 (GHz)	5.712
高周波入力電力 (MW)	~5
電子ビームパルス化	ダブルチョッパー方式
プレバンチャー	単空洞
バンチャー (13 空洞)	2a=12mm, 2b=43.8mm

加速部

加速方式	進行波共振環流型
加速管冷却温度 (k)	~20
加速管構造	デスク負荷テーパ型進行波管
加速周波数 (GHz)	5.712
加速モード	$2\pi/3$
加減速管空洞数	75
加減速管の全長 (mm)	1300
加減速管デスク穴径 (mm)	16.000~13.225
加減速管空洞の Q_0 (at 10~20K)	74200~73500
環流周回時間 (ns)	250
積算電界減衰量 (αL)	0.06
入力高周波電力 (MW)	45
パルス電力幅 (μS)	~3.5
環流尖頭電力 (MW)	135
環流尖頭電力損失 (MW)	14
最大繰り返し数 (Hz)	~50
ジュール損失 (W)	~700
加速エネルギー (MeV)	~75
パルス尖頭ビーム電流 (A)	~1.0
パルスビーム幅 (μS)	~2
平均ビーム電流 (μA)	~50

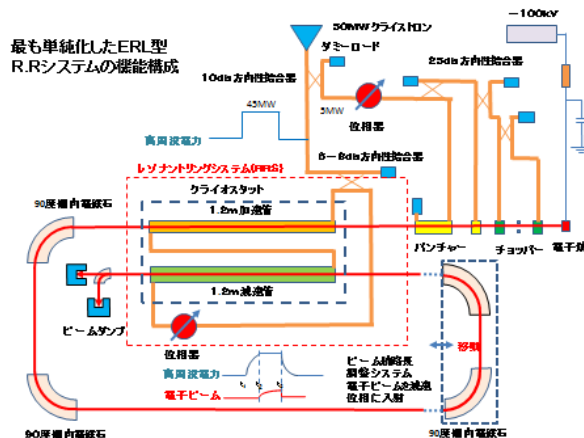


図8: 75MeVクライオ電子リニアックの機能構成。

クライストロンから供給される高周波電力45MWは方向性結合器を介してレゾナントリングに供給されるが、レゾナントリングの環流高周波電場のビルドアップ時間は、図9に示すように、方向性結合器の結合度に依存し、結合度が大きいほど立ち上がり時間は早い、環流高周波電場は小さくなる。ここ

で、C10 は方向性結合器の結合度が 10%を意味する。環流高周波電力は環流高周波電場の 2 乗に比例し、設計では高周波電力増幅度 3 を予定しており、図 9 に点線で示してある。図 8 に於いて、レゾナントリングと方向性結合器の結合度を決め、クライストロンから高周波電力を供給すると、レゾナントリングにビーム負荷がない場合、レゾナントリングの高周波電場は図 9 の該当曲線に沿って立ち上がる。リングに 135MW が周回する時点で、入射部からリング加速管に微小な電子ビームを入射し、リングの高周波電場が一定になるように、入射電子ビーム電流を増加させると、入射電子ビームの加速エネルギーは一定になる。

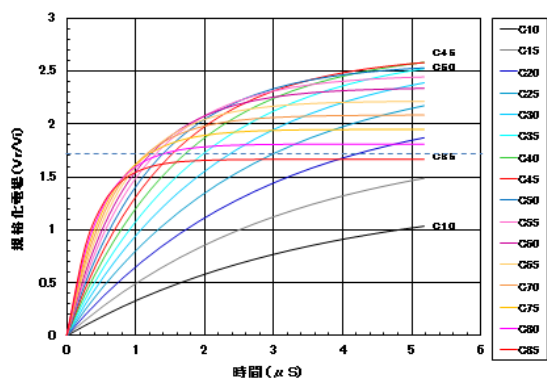


図 9: レゾナントリング電場のビルドアップ時間。

レゾナントリングに供給高周波電力 45MW の 3 倍の 135MW 高周波電力が周回する状態に於ける、電子ビーム負荷電流に対するリング加減速管中の環流高周波電力流とビームエネルギーの相関を計算した結果を図 10 に示す。この加速システムでは、加速管は 1A の電子ビームを約 70MeV 加速し、減速管は 1A の電子ビームから 60MW の高周波電力を回収し、電子ビームのエネルギーは約 70MeV 減速され、ほぼ入射時の状態に戻る。環流高周波電力 135MW は 1 周する間にリングで約 35MW 消費するが、この消費高周波電力はクライストロンから供給される。図 10 から明らかなように、環流高周波電力が一定の場合、ビーム電流の増減によって、加速エネルギーも増減する。従って、レゾナントリングに於いては、ビーム加速エネルギーを一定にするには、環流高周波電力がビルドアップする状態で、電子ビーム電流を増加させる必要がある。即ち、環流高周波電力の過渡状態に対応できる電子ビームの電流制御を行う必要がある。特に、ビーム輸送の途中でビーム損失しないようにするには、環流高周波電力の過渡現象予測と過渡現象に対応できる高速電子ビーム電流制御技術が最も重要となる。

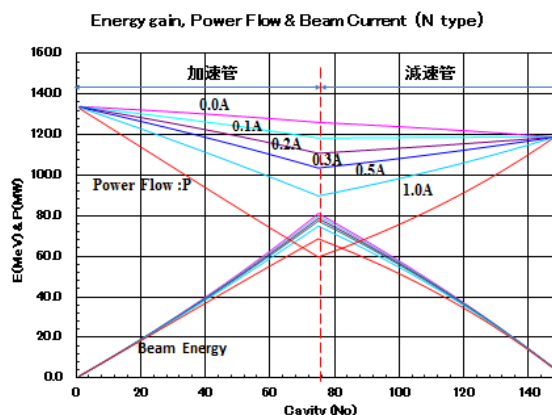


図 10: レゾナントリングに電子ビーム電流負荷を伴った場合に於ける加減速管中の環流高周波電力流と電子ビームエネルギーの相関。

一方、ビーム輸送の途中でビームが損失する原因は、輸送路のアクセプタンスよりビームエミッタンスが大きいことによる。電子ビームのエミッタンスはそのエネルギー分散に大きく依存する。電子リニアックに於いて加速電子ビームのエネルギー分散を小さくするには、バンチ長が短い電子ビームを加速位相の中心に入射することである。特に、偏向電磁石や集束電磁石が設置されている輸送路では、エネルギー分散が大きいとアクセプタンスの小さい場所で、電子ビームは集中的消失する。この事態を避けるには、入射部でバンチ長が短く、且つ、エネルギー分散が小さい入射ビームを生成することにある。

3 入射部のビームトレース

図 6～8 に示すように、-100kV 直流電源、3 極管電子銃、ダブルチョッパー、プレバンチャー、バンチャー、集束コイル、トリプレット集束電磁石の構成で設計された。プレバンチャー、バンチャーは、既に制作済みで納入されている。

本プロジェクトに於ける入射部の役割は、電子ビームのエネルギー分散が小さく、且つ、バンチ長の短いビームを生成することにある。そのためには、電子銃から紐状に加速される電子ビームを、ビームチョッパーの電磁場でビームの進行方向と垂直方向に蛇行させ走行させると電子ビームの蛇行運動振幅が増大し、大部分の電子ビームは軌道上に設置されたスリットに衝突するが、スリットの制限幅を通過した電子ビームは矩形状に整形される。矩形状の電子ビームを、更に、チョッパーの電磁場で蛇行運動成分を打ち消してやると、ビームのエミッタンス増大は避けられる。矩形状に切断された電子ビームは、バンチングシステムに輸送され、プリバンチャーの高周波電場で進行方向に加減速振動を与え集合運動させ、ある距離を走行すると、電子ビームは団子状

に凝縮する。凝縮電子ビームをバンチャーに輸送し、凝縮作用（バンチ作用）を継続しながら高周波電場で進行方向に加速させて、電子ビームの速度を光速に近づけると、電子ビームのバンチ状態は固定される。ここでは、納入されたプレバンチャー^[17]、バンチャー^[18]の設計値や測定データ（デスク穴径：2a、空洞内径：2b、デスク間隔：D、 Q_0 値、シャントインピーダンス： r_0 、群速度： Vg/c ）を参考に、チョッパーの機能を示すためのビームトレースを行った。その結果を図 1 1、図 1 2、図 1 3、図 1 4 に示す。但し、電子銃には $-100kV$ を印加し、 $0.2A$ の電子ビーム電流をビームチョッパーシステムに輸送し、プレバンチャー、バンチャーには、 $10KW$ 、 $5MW$ の高周波電力の供給を想定している。また、プレバンチャーの出口とバンチャーの入り口のドリフトスペースは $100mm$ 、バンチャーの出口と加速管の入り口までのドリフトスペースは $400mm$ として仮定している。

ビームチョッパーでは、稼働しない状態(1)、稼働している状態(2)、(3)、(4)の4つのケースに分類し、
 (1) 紐状電子ビーム：高周波位相角 ± 180 度
 (2) 矩形状電子ビーム：高周波位相角 ± 120 度
 (3) 矩形状電子ビーム：高周波位相角 ± 60 度
 (4) 矩形状電子ビーム：高周波位相角 ± 30 度の電子ビーム生成を仮定している。

電子ビームのバンチングの様子をビームトレースした図 1 1～1 4 の縦軸は、加速高周波の 1 波長(位相角 $2\pi : \pi \sim -\pi$) を基準にしたビームサイズ、横軸は走行する電子ビームの位置をそれぞれ示している。

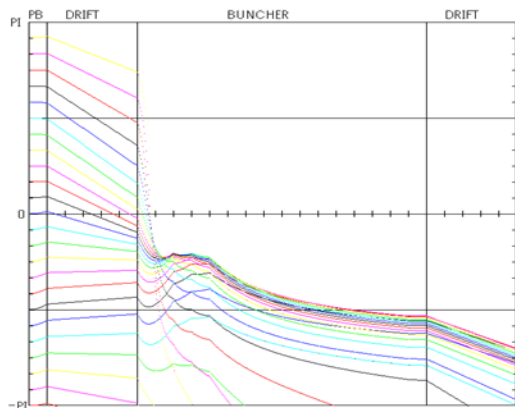


図 1 1: 紐状ビームのビームトレース。

表 3 には、入射部のチョッパー効果を示す。表 3 はチョッパーの出力ビームを条件に、図 1 1、図 1 2、図 1 3、図 1 4 の終端に於ける電子ビームのエネルギー分散幅とバンチ幅を示す。エネルギー分散 ΔE は最大エネルギー (E_{max}) と最小エネルギー (E_{min}) の差、バンチ幅は加速位相角で規格化している。

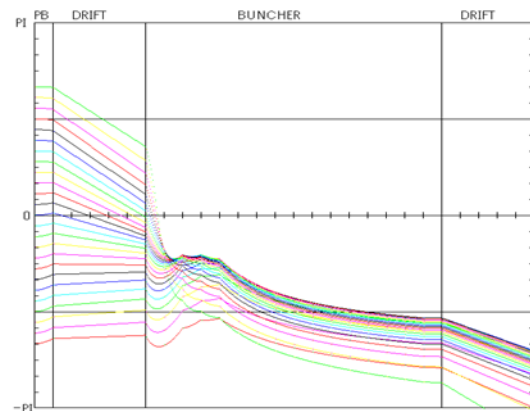


図 1 2: ± 120 度の矩形状ビームのビームトレース

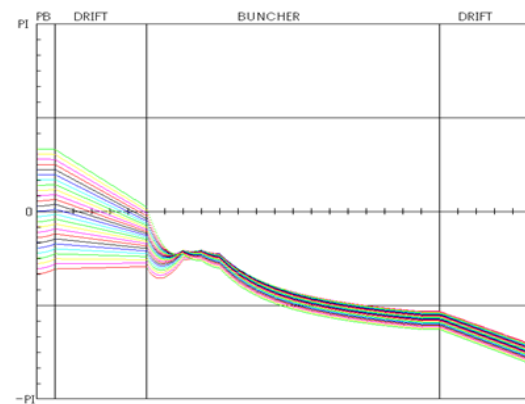


図 1 3: ± 60 度の矩形状ビームのビームトレース。

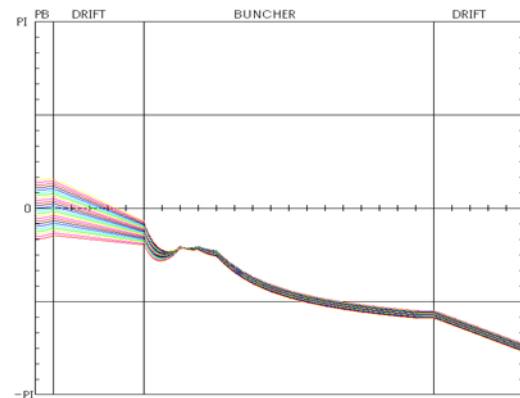


図 1 4: ± 30 度の矩形状ビームのビームトレース。

表 3 入射部のチョッパー効果

W_{in} Degree	E_{max} (MeV)	E_{min} (MeV)	ΔE (MeV)	W_{out} Degree
360	2.909	0	?	?
240	2.914	2.090	0.824	59.7
120	2.726	2.649	0.077	17.3
60	2.671	2.658	0.013	8.0

このビームトレースは、チョッパー効果を示した

めのデモンストレーションであり、ビームチョッパーの出力ビームの長さ方向の中心が高周波位相(0度)の基準にしている。従って、プリバンチャーに供給する高周波電力や、バンチャーに供給する高周波電力位相などのパラメーターを変えると ΔE や W_{out} の最適条件がサーチできることを申し伝えて置く。

4. おわりに

RRR-6000 相当の純銅で制作したCバンドテスト空洞の部品を拡散接合方式で組み立て、応力歪みを除去した極低温に於ける高周波損失特性 Q_L は、これまでに技術的に不可能と思われたエネルギー回収型クライオ電子リニアックと、放射能を産出しない低放射線レベルの電子加速器実現に一步近づいたことを示唆し、これは、これまでに通用した加速器の常識と概念への挑戦でもあった。また、PXRに於けるコヒーレントX線の発生は、単結晶に入射する個々の電子のウェーク場と単結晶の周期構造結晶場と相互作用による振動波のドップラーシフトに由来するが、これは原子配列の周期構造がÅオーダーであり、近接場効果が効果的に発揮出来る環境を高エネルギー電子が通り抜けることが優位に働き、PXRの輝度を高める要因であると考えている。

一方、高齢化が進む日本では、ガン患者が急増し、ガンは死因の主な要因であり、ガン対策は大きな社会問題である。特に、若い年代のガン患者は進行が早く、ガン腫瘍を早急に除去し、完治できる方策を確立しなければならない。空間干渉単色X線源によるガン治療・診断の接点は始まったばかりであり、放射線、医学物理、生命科学、加速器などに係わる多くの研究者や技術者の力を結集し、これから派生する諸問題と真摯に対峙することが重要である。

X線、 γ 線、中性子線、陽子線、炭素線などによる定位照射を中心に放射線治療が盛んに行われ、 γ ナイフ、サイバーナイフ、或いはブラックピーク特性を活用した粒子線など高尚な定位照射には、それぞれ特長があり、優劣を比較することは難しいが、がん患者が急増する格差社会に於いて、コストも考慮した理想的な放射線治療とは何かを、もう一度詳細に真摯に検討する時期に来ていると思われる。

参考文献

[1] Y. Hayakawa, et al., "First Lasing of LEBERA FEL in Nihon University at a wavelength of $1.5\mu\text{m}$ ", Nucl. Instr. and Meth. P.R.A483(2002) 29-33
[2] Y. Hayakawa, et al., "Parametric X-ray radiation generator composed of an electron linac and a double-crystal system" Nucl. Instr. and Meth. B227(2005) 32
[3] T. Kuwada, et al., "Phase Contrast Imaging of Biological Materials Using LEBRA-PXR", SRI2006 The Ninth Inter. Conf. on Synchrotron Radiation, May 28-June, (2006), Daegu, Korea..

[4] Y. Takahashi, et al., "Phase-contrast imaging with a novel X-ray source", AIP Conference Proceedings, (2010) p119-123.
[5] I. Sato, et al., "Study for the Performance of Cancer Medical Treatment using a Coherent Monochromatic X-Ray" Proceeding of the 5th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan And the 33th Linear Accelerator Meeting in Japan (2008) p64-68.
[6] 佐藤 勇,「コヒーレント単色X線の医療応用」OHO12「加速器の基礎と医療応用～医療のための加速」p1-28
[7] Y. L. Wang, et al., "A New Chopper System with low emittance growth for PNC high power CW Linac" Proceedings of the 18th Linear Accelerator Meeting in Japan (1994) p145-147.
[8] I. Sato, et al., "Development of the compact source of monochromatic coherent X-ray for cancer medical treatment", Proceeding of the 7th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (2010) p219-223.
[9] 低温工学協会編,「超伝導・低温工学ハンドブック」,オーム社(1993年)を参照。
[10] S. Inagaki, et al, "Thermal expansion and microwave surface reactance of copper from the normal to anomalous skin effect region", J.Appl.Phys.82 (11), (1997) pp 5401-5410. [10]
[11] Cバンドテスト空洞の制作: KEK 高富俊和。
[12] Cバンドテスト空洞の高周波特性の温度依存性の計測: KEK 吉田光宏。
[13] Y. Wang and I. Sato, "Study of characteristics of traveling wave resonant ring for high power cw electron linear accelerator" Proceedings of the 17th Linear Accelerator Meeting in Japan (1993) p100-105.
[14] I. Sato, et al., "Cancer medical treatment and diagnostics using the source of compact coherent monochromatic x-rays " Proceeding of the 8th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (2011).
[15] J. Hyun, et al., "Design of Transport at ERL Coherent x-ray Source" Proceeding of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (2014).
[16] Y. Hayakawa, et al., "Compact and Spatially Coherent X-ray Source based on Cryogenic ERL : Basic Design of the X-ray Radiator " Proceeding of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (2014).
[17] M. Yamamoto, et al., "Development of a C-band Pre-buncher. " Proceeding of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (2014).
[18] K. Kaneda, et al., "Development of Reliable C-band Accelerator. " Proceeding of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (2014).